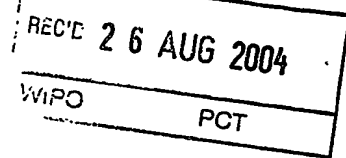


PCT/JP 2004/011633

06.8.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年 8月29日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-308153
[ST. 10/C]: [JP 2003-308153]

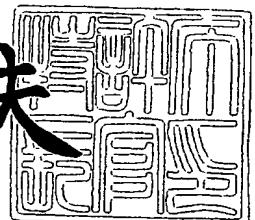
出 願 人
Applicant(s): ソニー株式会社

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 6月17日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2004-3052225

【書類名】 特許願
【整理番号】 0390497604
【提出日】 平成15年 8月29日
【あて先】 特許庁長官 今井 康夫 殿
【国際特許分類】 G01N 27/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都品川区北品川 6 丁目 7 番 3 5 号ソニー株式会社内
 【氏名】 滝口 清昭
【特許出願人】
 【識別番号】 000002185
 【氏名又は名称】 ソニー株式会社
【代理人】
 【識別番号】 100082740
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 田辺 恵基
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 048253
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 9709125

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段と、

上記準静電界発生手段から発生され、測定対象に印加される上記準静電界と、上記測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出手段と、

上記準静電界検出手段により検出された上記相互作用結果から上記電位変化を抽出する抽出手段と
を具えることを特徴とする測定装置。

【請求項 2】

上記測定対象は生体であり、

上記準静電界検出手段は、

上記生体の内方における生体反応により生じる上記電位変化に応じた上記電界との上記相互作用結果を検出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

上記準静電界発生手段は、

複数の上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において上記誘導電磁界に比して大きい上記強度が得られる上記準静電界を発生する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 4】

上記準静電界発生手段は、

複数の上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において上記誘導電磁界に比して大きい上記強度が得られる上記準静電界を、上記距離ごとに時分割で発生する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 5】

上記準静電界発生手段は、

各上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において発生される各上記準静電界の強度が所定の基準強度となるように、当該各周波数にそれぞれ対応する各電圧の所定の電極への出力を調整し、当該調整後の各上記電圧の合成結果を出力する出力調整手段

を具えることを特徴とする請求項 3 に記載の測定装置。

【請求項 6】

上記準静電界発生手段は、

各上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において発生される各上記準静電界の強度が所定の基準強度となるように、当該各周波数にそれぞれ対応する各電圧の所定の電極への出力を調整する出力調整手段

を具えることを特徴とする請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 7】

上記準静電界発生手段は、上記準静電界を発生するための 1 対の発生用電極を有し、

上記準静電界検出手段は、上記相互作用結果を検出するための 1 対の検出用電極を有し、

上記 1 対の発生用電極と上記 1 対の検出用電極とが単位電極として形成され、複数の上記単位電極が同一面上に形成された

ことを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 8】

放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生ステップと、

上記準静電界発生ステップで発生され、測定対象に印加される上記準静電界と、上記測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検

出する準静電界検出ステップと、

上記準静電界検出ステップで検出された上記相互作用結果から上記電位変化を抽出する抽出ステップと

を具えることを特徴とする測定方法。

【請求項 9】

上記測定対象は生体であり、

上記準静電界検出ステップでは、

上記生体の内方における生体反応により生じる上記電位変化に応じた上記電界との上記相互作用結果を検出する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の測定方法。

【請求項 10】

上記準静電界発生ステップでは、

複数の上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において上記誘導電磁界に比して大きい上記強度が得られる上記準静電界を発生する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の測定方法。

【請求項 11】

上記準静電界発生ステップでは、

複数の上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において上記誘導電磁界に比して大きい上記強度が得られる上記準静電界を、上記距離ごとに時分割で発生する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の測定方法。

【請求項 12】

上記準静電界発生ステップでは、

各上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において発生される各上記準静電界の強度が所定の基準強度となるように、当該各周波数にそれぞれ対応する各電圧の所定の電極への出力を調整し、当該調整後の各上記電圧の合成結果を出力する出力調整ステップ

を具えることを特徴とする請求項 10 に記載の測定方法。

【請求項 13】

上記準静電界発生ステップでは、

各上記周波数にそれぞれ対応する各上記距離において発生される各上記準静電界の強度が所定の基準強度となるように、当該各周波数にそれぞれ対応する各電圧の所定の電極への出力を調整する出力調整ステップ

を具えることを特徴とする請求項 11 に記載の測定方法。

【請求項 14】

生体の内方における生体反応により生じる電位変化を検出する準静電界検出手段と、

上記準静電界検出手段により検出された上記電位変化から、所定の上記生体反応により生じる上記電位変化を抽出する抽出手段と

を具えることを特徴とする測定装置。

【請求項 15】

生体の内方における生体反応により生じる電位変化を検出する準静電界検出ステップと、

上記準静電界検出手段により検出された上記電位変化から、所定の上記生体反応により生じる上記電位変化を抽出する抽出ステップと

を具えることを特徴とする測定方法。

【書類名】明細書

【発明の名称】測定装置及びその方法

【技術分野】

【0001】

本発明は、測定装置及びその方法に関し、例えば測定対象の内方を非侵襲的に測定する場合に適用して好適なものである。

【背景技術】

【0002】

従来、測定対象として人体を測定する場合に、当該人体の内方を非侵襲的に測定する測定手法として、例えばX線撮影法、X線CT(Computed Tomography)、MRI(Magnetic Resonance Imaging)、超音波エコー法、ドップラー法(例えば特許文献1参照)、誘電分光法(例えば特許文献2参照)、NIRS(near-infrared spectroscopy)と呼ばれる近赤外線分光法(例えば非特許文献1参照)などがある。

【特許文献1】特公平6-53117号公報

【特許文献2】特許第3367279号公報

【非特許文献1】「近赤外線分光法を用いた間歇性跛行の評価」土田博光他, 日本血管外科学会誌, 1998, Vol. 7, No. 3, pp. 475-487

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところでかかるX線撮影法及びX線CTでは、放射線を用いるため、少なからず被爆するのみならず時間的及び環境的な制約を受ける問題がある。またX線CTでは、血流などを測定する場合には造影剤などを別途注入する必要があり、当該造影剤により血流分布を判別できるが、例えば神経の活動電位(以下、これを神経活動電位と呼ぶ)自体を測定できない。この神経活動電位は、神経系の基本細胞となるニューロンの刺激により、当該ニューロンの膜内外において生じる一過性の電位変化(およそ+20[mV])である。また神経活動電位は軸索に沿って軸索末端へ減衰せずに伝わり、さらにシナプスを介して次のニューロンに対する刺激となる(以下、この神経活動電位の流れを神経流と呼ぶ)。

【0004】

MRIは、生体組織内の水の核磁気共鳴を利用して生体組織内の水分子の分布を静的に測定するため、組織内の神経活動電位や神経流等の電気現象や血流等を測定するには、当該水分子の分布に基づいて電気現象や血流等を導くための何らかのアルゴリズムを必要とするので困難となる。

【0005】

超音波エコー法は、分解能が低く、組織表面で反射してしまうため組織深部に至る均質な断層撮影には不向きである。また超音波エコー法は、例えば子宮を撮影する場合、膀胱に尿を貯めなければ膀胱壁の弊害等により鮮明な断層像を得ることができないため、膀胱に尿を貯めるという一定の制約を測定者に強いることになる。さらにこの超音波エコー法でも神経活動電位自体は測定できない。

【0006】

誘電分光法は、MRIに比べて組織内の水分子の結合状態(自由水、準結合水、結合水の状態)により組織を識別できるが、長時間に亘り継続して血流などを測定することは困難であり、また電気長の制御や生体に電極を空隙や動きが生じないように人体表面に固定する必要があり煩雑であった。さらにこの誘電分光法でも神経活動電位自体は測定できない。

【0007】

ドップラー法は、例えばレーザー光を血管に照射して血流によるドップラーシフトを測定するが、個別に血管のピンポイントにおいて血流を測定する方法であり、広い面積の血管や血流分布を得ることは困難である。またこのドップラー法でも神経活動電位自体は測

定できない。

【0008】

近赤外線分光法は、近年、広く認知されるようになってきた手法であり、近赤外線帯域の特定波長の光が生体組織に殆ど吸収されず透過すること、選択的に脱酸素化ヘモグロビン（静脈血）に特異的に吸収されることを利用して透過や反射によって生体組織の血流分布などを非侵襲的に測定する。近赤外線は高い透過度を有しているが生体内での散乱、屈折などにより実際にはX線のような単純な透過はしないため、この近赤外線分光法によれば、非静脈や網膜などのように光学的に浅在・露出する部分を除いた体組織内の造影は非常に複雑に散乱されてしまうので測定困難となる。

【0009】

また近赤外線分光法は、脱酸素化ヘモグロビン（静脈血）の測定を主目的としているため、酸素化ヘモグロビン（動脈）を測定することは難しい。すなわちこの場合の近赤外線分光法では予め対象となる生体組織の散乱モデルを立てる等の複雑な推測アルゴリズムを必要としていたため、煩雑であるとともに精度的にも不安があった。さらにこの近赤外線分光法でも神経活動電位自体は測定できない。

【0010】

一方、神経活動電位に起因して発生する磁界を測定する脳磁図等の手法がある。この手法は、神経活動電位などの生体電気活動に伴って生体内にイオン電流が流れると、そのイオン電流も電線の周りを流れる電流と同様にして周囲に磁場を誘起する。この磁場を高精度の磁界センサーを用いて捕捉することにより、神経活動電位の状態を非侵襲的に測定するものである。しかし、この手法では大脳新皮質の2次元分布の神経活動電位を測定するには適しているが、3次元的に皮質下の状態を得るなどの深度方向の制御は困難であり表面的な活動を得るに留まっていた。また、この手法では同一手段により血流を同時に測定することは困難となるため、MRI等を併用する必要がある。

【0011】

他方、神経細胞や他の細胞の電位測定手法として電圧固定法（voltage-clamp method）の一種であるパッチクランプ法が知られている。このパッチクランプ法は、光学顕微鏡下で、細胞膜にガラス製のマイクロピペットをあて、チャンネル電流から目的のイオンチャンネルの開閉状態を調べる手法である。従ってこのパッチクランプ法では、細胞膜までマイクロピペットを接触させる必要があると共に、その制御を光学顕微鏡下において行う必要があるのみならず組織の切開なども必要であり、非侵襲及び非接触による測定手法が求められている。またこのパッチクランプ法では、当然、血流等を測定することはできない。

【0012】

このように、従来では血流あるいは神経活動電位等の異なる生体反応を同時に測定する測定方法は存在していなかった。このため、人体の内方における多くの情報を同時に得るには未だ不十分であった。

【0013】

本発明は以上の点を考慮してなされたもので、測定対象の内方における状況をより正確に把握させ得る測定装置及びその方法を提案しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

かかる課題を解決するため本発明においては、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段と、当該準静電界発生手段から発生され、測定対象に印加される準静電界と、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出手段と、当該準静電界検出手段により検出された相互作用結果から電位変化を抽出する抽出手段とを設けるようにした。

【0015】

また本発明においては、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生ステップと、当該準静電界発生ステップで発生され、測定対象に印加さ

れる準静電界と、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出ステップと、当該準静電界検出ステップで検出された相互作用結果から電位変化を抽出する抽出ステップとを設けるようにした。

【発明の効果】

【0016】

本発明は、所定の測定対象を測定する測定装置において、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段と、当該準静電界発生手段から発生され、測定対象に印加される準静電界と、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出手段と、当該準静電界検出手段により検出された相互作用結果から電位変化を抽出する抽出手段とを設けるようにしたことにより、異なる動的反応を同時に測定することができるため、測定対象の内方における多くの情報を同時に得ることができる。

【0017】

また本発明は、所定の測定対象を測定する測定方法において、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生ステップと、当該準静電界発生ステップで発生され、測定対象に印加される準静電界と、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出ステップと、当該準静電界検出ステップで検出された相互作用結果から電位変化を抽出する抽出ステップとを設けるようにしたことにより、異なる動的反応を同時に得ることができるため、測定対象の内方における多くの情報を同時に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下図面について本発明を詳述する。

【0019】

本発明は、日常我々が静電気を体感するという経験的事実からも示唆されるように人体が静電的導体であること、人体の内方に有する各種生体反応により生じる電位変化に応じた電界が形成されていること、準静電界が距離に対して高い分解能を有することを利用して、人体の内方を測定するものである。まず、この測定手法のシミュレーション結果を図1～図3に示す。

【0020】

(1) シミュレーション結果

これら図1～図3は、電界を発生するための2つの電極EDa及びEDbを人体外部の近傍に配置し、当該各電極EDから電圧を印加して準静電界を発生させた際のシミュレーション結果である。但し、このシミュレーションでは、人体の比誘電率が一律に50であるものと仮定して取り扱った。

【0021】

図1は、電極EDaに印加される電圧が1[V]、かつ電極EDaに印加される電圧が-1[V]となった時点において、当該各電極EDから発生される準静電界の近くに血管が存在しなかった場合の状態を断面で示している。この図1において、電位が0[V]となる等電位のパターンは同等であることが分かる。

【0022】

一方、図2は、電極EDaに印加される電圧が1[V]、かつ電極EDbに印加される電圧が-1[V]となった時点において、当該各電極EDから発生される準静電界の近くの血管が存在する場合の状態を断面で示している。但し、血管は1～2[Hz]で拍動し、当該拍動に応じて血管壁と血液との界面に0.6[V]の電位（電気二重層界面電位と呼ばれる）が形成されていることを想定している。この図2において、図1のシミュレーション結果に比して、等電位面は電極EDbよりに変化し、また電界のパターンもそれぞれ変化していることが分かる。この変化は、人体内部において各電極EDの付近にプラスの電位（電界）が存在し、当該電位と、各電極EDから発生される準静電界との相互作用結果である

ことを意味する。

【0023】

また図3は、図2において各電極EDに印加されていた電圧が相反した時点（即ち電極EDaの電圧が-1[V]、かつ電極EDbの電圧が1[V]となった時点）での状態を断面で示している。この図3においても、図2のシミュレーション結果と同様に、等電位面は電極EDbよりに生じていることが分かる。このことは、図2のシミュレーション結果と同様に、人体内部において各電極EDの付近に存在するプラスの電位（電界）と、各電極EDから発生される準静電界との相互作用結果であることを意味する。

【0024】

これら図1～図3に示したシミュレーション結果から、かかる相互作用結果を検出する準静電界検出手段を当該電極ED付近に設ければ、当該検出結果から生体反応の電位変化を非接触で測定することができるようになる。

【0025】

また、かかる準静電界の強度は、電界発生源（電極EDa及びEDb）からの距離の3乗に反比例する。このことは、準静電界が距離に対して高い分解能を有することを意味する。この準静電界の性質を利用して、人体の内方への到達距離、即ち人体の内方における生体反応による作用を検出するための深度範囲（以下、これを生体反応検出エリアと呼ぶ）

がそれぞれ異なる複数の準静電界（以下、これを準静電界スケールと呼ぶ）を発生する準静電界発生手段を設ければ、人体の内包を断層的に測定することができるようになる。ここで、この準静電界スケールについて説明する前に、まず準静電界の性質を説明する。

【0026】

(2) 準静電界の性質

電界は、発生源からの距離に線形に反比例する放射電界と、発生源からの距離の2乗に反比例する誘導電磁界と、発生源からの距離の3乗に反比例する準静電界との合成電界として発生している。

【0027】

これら放射電界、誘導電磁界及び準静電界それぞれの相対的な強度と、距離との関係をグラフ化すると図4に示すような結果となる。但し、図4では、1[MHz]における各電界それぞれの相対的な強度と距離との関係を対数尺度により示している。

【0028】

図4からも明らかなように、放射電界、誘導電磁界及び準静電界それぞれの相対的な強度が等しくなる距離（以下、これを強度境界点と呼ぶ）が存在する。この場合、強度境界点よりも遠方では放射電界が優位（誘導電磁界や準静電界の強度よりも大きい状態）となり、これに対して強度境界点よりも近傍では準静電界が優位（放射電界や誘導電磁界の強度よりも大きい状態）となる。

【0029】

この強度境界点は、マックスウェルの方程式を電界強度の観点から導いていった場合に、当該距離を r [m]、波数を k [1/m] とすると次式

【0030】

【数1】

$$r = \frac{1}{k}$$

…… (1)

【0031】

として表すことができる。

【0032】

そして、(1)式における波数 k は、電界の媒質中の伝播速度を v [m/s] とし、周波数を f [Hz] とすると次式

【0033】

【数 2】

$$k = \frac{2 \pi f}{v} \quad \dots\dots (2)$$

【0034】

として表すことができ、また電界の伝播速度 v は、光速を c [m/s] ($c = 3 \times 10^8$) とし、媒質の比誘電率を ϵ とすると次式

【0035】

【数 3】

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon}} \quad \dots\dots (3)$$

【0036】

として表すことができることから、強度境界点は、(1) 式に (2) 式及び (3) 式を代入して整理した次式

【0037】

【数 4】

$$r = \frac{c}{2 \pi f \cdot \sqrt{\epsilon}} \quad \dots\dots (4)$$

として表すことができる。

【0038】

この (4) 式からも分かるように、放射電界及び誘導電磁界に比して強度の大きい状態にある準静電界の空間を広くする場合には周波数が密接に関係しており、低い周波数であるほど、放射電界及び誘導電磁界に比して強度の大きい状態にある準静電界の空間が大きくなる（即ち、図 4 に示した強度境界点までの距離は、周波数が低いほど長くなる（つまり右に移ることになる））。これに対して高い周波数であるほど、放射電界及び誘導電磁界に比して強度の大きい状態にある準静電界の空間が狭くなる（即ち、図 4 に示した強度境界点までの距離は、周波数が高いほど短くなる（つまり左に移ることになる））。

【0039】

例えば 10 [MHz] を選定した場合、人体の比誘電率が一様に 50 であるものと仮定すると、上述の (4) 式により、0.675 [m] よりも近傍では準静電界が優位になる。かかる 10 [MHz] を選定した場合に放射電界、誘導電磁界及び準静電界それぞれの相対的な強度と、距離との関係をグラフ化すると図 5 に示す結果となる。

【0040】

この図 5 から明らかなように、電界発生源（電極 E D a 及び E D b）から最大の生体反応検出エリア（人体の内方における生体反応による作用を検出するための深度範囲）を例えば 0.01 [m] とした場合、当該発生源から 0.01 [m] 地点の準静電界の強度は、誘導電磁界に比しておよそ 18.2 [dB] 大きくなる。従ってこの場合の準静電界は、誘導電磁界及び放射電界の影響がないものとみなすことができる。

【0041】

ここで、上述したような準静電界の性質を利用して、例えば図 6 に示すように、人体の表面から 0.01 [m] 内方までの間における生体反応による作用を検出する場合に、当該表面から 0.01 [m] 内方までの間を 0.001 [m] 間隔で検出するための準静電界スケールを発生するための手法について説明する。

【0042】

(3) 準静電界スケール

図6に示したように、人体の表面から最小の生体反応検出エリアである0.001[m]に10[MHz]でなる周波数を基準周波数として割り当て、順次0.001[m]ごとに広がる生体反応検出エリア（即ち人体の表面からの深度）に対応する周波数を順次割り当てるようにする。このようにすれば周波数によって検出対象までの深度に準静電界の生体反応検出エリアを制御することができることとなる。

【0043】

しかしこの場合、高い周波数であるほど準静電界が優位となる空間が狭くなる（即ち、図4に示した強度境界点が左に移ることとなる）ため、高い周波数に対応する生体反応検出エリアの末端付近では準静電界と誘導電磁界との強度差が18.2[dB]よりも小さくなってしまふことから、生体反応による作用を測定するための指標となる準静電界スケールの強度が不安定となり、ひいては測定精度の信頼性が損なわれてしまう。

【0044】

この場合に、10[MHz]の周波数に対応する生体反応検出エリア（電極から0.001[m]）での強度に、10[MHz]以上の各周波数 $f(r)$ にそれぞれ対応する強度境界点の強度が一致するように出力を調整すれば、準静電界スケールが安定となるため測定精度の信頼性が確保される。

【0045】

すなわち、1対の電界発生用電極に正弦波電圧を出力し、当該電極から正弦波電圧の周波数に応じて振動する準静電界を発生する場合、かかる出力を調整するための係数（以下、これを出力調整係数と呼ぶ）を $A(r)$ とすると、当該1対の電極から生体反応検出エリア（距離） r [m]での準静電界の強度 $E(r)$ は、次式

【0046】

【数5】

$$E(r) = \frac{A(r)}{r^3} \quad \dots\dots (5)$$

【0047】

として表すことができる。この(5)式の生体反応検出エリア（距離） r を、強度境界点に関する上述の(4)式に従って変形すると、次式

【0048】

【数6】

$$E(r) = \frac{A(r) \cdot c}{(2\pi f \cdot \sqrt{\epsilon})^3} \quad \dots\dots (6)$$

【0049】

として表すことができる。

【0050】

そして、10[MHz]の周波数に対応する生体反応検出エリア（電極から0.001[m]）での強度に、10[MHz]以上の各周波数 $f(r)$ にそれぞれ対応する強度境界点の強度が一致するように、当該周波数 $f(r)$ を決めれば良いことから、次式

【0051】

【数7】

$$\begin{aligned}
 A_{0.001} &= \frac{1}{\left(\frac{c}{2\pi \cdot 10 \times 10^6 \cdot \sqrt{\epsilon}} \right)^3} \\
 &= \frac{1}{\left(\frac{c}{2\pi f_r \cdot \sqrt{\epsilon}} \right)^3} \dots\dots (7)
 \end{aligned}$$

【0052】

が成り立ち、この(7)式を整理すると、次式

【0053】

【数8】

$$A_r = \left(\frac{10 \times 10^6}{f_r} \right)^3 A_{0.001} \dots\dots (8)$$

【0054】

となる。この(8)式を用いて、生体反応検出エリア(距離) r に対応する周波数 $f(r)$ の正弦波電圧を出力する際の出力係数 $A(r)$ を決定することができる。

【0055】

また、準静電界発生装置から 0.001 [m] ほどの各生体反応検出エリア(距離) r にそれぞれ対応する各周波数 $f(r)$ については、次式

【0056】

【数9】

$$A_{0.001} \frac{1}{0.001^3} = A_r \frac{1}{r^3} \dots\dots (9)$$

【0057】

と表すことができ、この(9)式の出力係数 $A(r)$ を、上述の(8)式に従って変形すると、次式

【0058】

【数10】

$$A_{0.001} \frac{1}{0.001^3} = \left(\frac{10 \times 10^6}{f_r} \right)^3 A_{0.001} \frac{1}{r^3} \dots\dots (10)$$

【0059】

となり、この(10)式を整理した次式

【0060】

【数 11】

$$f_1 = \frac{0.01}{r} \cdot 10 \times 10^9 = \frac{10 \times 10^9}{r}$$

…… (11)

【0061】

を用いて決定することができる。

【0062】

このようにして決定された上述の各条件に基づいて発生される準静電界スケールをグラフ化すると図7に示すような結果となる。但し、図7では、見易くするため、0.001[m]ごとの各生体反応検出エリア(距離)すべてではなく所定の生体反応検出エリア(0.001[m], 0.002[m], 0.004[m],

0.006[m], 0.008[m], 0.01[m]) に対応する準静電界のみを示し、また図7(A)では縦軸(電界強度)を、図7(B)では縦軸(電界強度)及び横軸(距離)を対数尺度により示している。この図7からも明らかなように、準静電界の電界強度を所定の基準である例えば強度境界点に一定にすると、周波数によって検出対象までの深度に準静電界の生体反応検出エリア(距離)を正確に制御することができるようになることが分かる。

【0063】

なお、電界発生電極から0.001[m]間隔ごとに準静電界を発生する場合(図6)について上述したが、どの程度の間隔ごとに準静電界を発生するか否かについては、実際には人体の表面からどの距離の生体反応による作用を検出するか等を考慮して選定される。この場合、かかる選定結果に基づいて(8)式及び(11)式を導いたうえで、信頼性の有する準静電界スケールを発生するための出力調整係数及び周波数がそれぞれ決定することとなる。

【0064】

このようにして準静電界発生手段は、生体反応による作用を測定するための指標として信頼性の有する準静電界スケールを発生することができる。

【0065】

そして、この準静電界スケールのうち、各周波数にそれぞれ対応する生体反応検出エリア(距離)内での生体反応による電位変化との相互作用結果を準静電界検出手段が検出するようにすれば、人体の内方における生体反応による電位変化を断層的に測定できるようになる。

【0066】

(4) 測定装置の構成

図8は、上述の準静電界発生手段及び準静電界検出手段を有する本実施の形態による測定装置1を示すものである。すなわち、この測定装置1では、複数の周波数にそれぞれ対応する複数の正弦波電圧(以下、これを交番電圧と呼ぶ)を出力する出力源(以下、これを交番電圧出力源と呼ぶ)2と、当該交番電圧出力源2に接続され、空気に近い誘電率に選定された薄厚の絶縁シート3を介して人体表面の所定位置に配置された1対の電界発生用電極4a及び4bと、当該交番電圧出力源2の出力を制御する出力調整部5によって準静電界発生手段が構成される。

【0067】

この交番電圧出力源2における交番電圧の各正弦波電圧は、上述の(8)式に従って決定された周波数にそれぞれ選定されている。また出力制御部5は、かかる交番電圧の各正弦波電圧を周波数の低い正弦波電圧から順次単位時間ごとに出力するようになされており、このとき上述の(11)式に従って決定された出力調整係数に従って対応する正弦波電圧を出力調整した後に電界発生用電極4a及び4bに出力するようになされている。

【0068】

この結果、電界発生用電極4a及び4bからは、信頼性の有する準静電界スケールが生

体反応検出エリア(距離)の小さいほうから時分割で順次発生されることとなる。この場合、血管VEを含む生体反応検出エリアに対応する周波数の準静電界は、当該血管VEの生体反応により生じる電位変化(電気二重層界面電位)の作用により変化している。これと同時に、人体内部における各種細胞(図示せず)を含む生体反応検出エリアに対応する各周波数の準静電界は、人体内部における各種細胞レベルでの生体反応(例えば神経細胞でのニューロンの刺激や、所定の細胞での電子伝達系)により生じる電位変化の作用によりそれぞれ変化している。

【0069】

一方、この測定装置1では、電界発生用電極4a及び4bから順次発生される各生体反応検出エリアに対応する周波数の準静電界の強度変化を、電界検出用電極11a、11b及びアンプ12a、12bを介して信号(以下、これを強度変化信号と呼ぶ)S1として検出する準静電界検出部15によって準静電界検出手段が構成される。そしてADC(Analog Digital Converter)13a、13bは、強度変化信号S1を検出データ(以下、これを強度変化データと呼ぶ)D1として生成し、これを測定部20に送出する。

【0070】

この場合、測定部20は、ADC13から供給される検出データD1に対してFFT処理を施すことにより、各周波数に対応する生体反応検出エリアごとの生体反応による電位変化のうち予め設定された設定レベル以上の電位変化を抽出するようにして測定し、当該測定結果をデータ(以下、これを断層生体反応データと呼ぶ)D2として生体断層像作成部30に送出する。

【0071】

この設定レベルは、ユーザによって設定し得るようになされており、例えば±5[mV]の電位変化以上に設定されている。従ってニューロンの刺激による神経活動電位の変化や血管の拍動による電気二重層界面電位の変化等が抽出対象となり、この場合、断層生体反応データD2は、例えば所定の細胞での電子伝達系等のような微小の生体反応による電位変化が除かれたデータとなる。

【0072】

生体断層像作成部30は、この断層生体反応データD2に基づいて、例えば代数的手法を用いた生体断層像生成処理を実行することにより生体断層像のデータ(以下、これを生体断層像データと呼ぶ)D3を生成し、これを表示装置(図示せず)に出力する。この結果、断層生体反応データD2に応じた電界発生用電極4a及び4b下における血管や神経等の生体反応の状況が表示されることとなる。

【0073】

このようにしてこの測定装置1は、人体の内方における断層ごとの異なる生体反応を同時に非侵襲で測定し、この測定結果を情報として提供することができるようになされている。

【0074】

かかる構成に加えてこの測定装置1には、電界発生用電極4a及び4bとは電氣的に分離された状態で当該電極4a及び4bの周囲を覆う導体性のシールド部SL1と、電界検出用電極11a、11bとは電氣的に分離された状態で当該電極11a、11bの周囲を覆う導体性のシールド部SL2、SL3が設けられている。

【0075】

これにより測定装置1は、準静電界スケール(複数の周波数にそれぞれ対応する各距離においてほぼ一定の強度の準静電界)の強度変化以外となる外界ノイズを検出するといった事態を極力回避することができるため、微量である生体反応の電位変化を精度良く測定することができるようになされている。

【0076】

また、この実施の形態の場合の測定装置1においては、図9に示すように、隣接する電界発生用電極4a、4bに対応する電界検出用電極11a、11bを線状に配置することにより1単位の電極群(以下、これを単位測定用電極と呼ぶ)MEとして形成し、これを

同一平面上に k 列配列することにより 1 セットの電極群（以下、これを面測定用電極と呼ぶ）FME として形成するようになされている。

【0077】

そして測定装置 1 においては、例えば図 10 に示すように、複数の面測定用電極 FME i を隣接させた状態で絶縁シート 3 を介して設けるようになされている。

【0078】

この場合、各面測定用電極 FME i における各单位測定用電極 ME 1 ~ ME k の電界発生用電極 4 a、4 b ($i \times k$ 個分の電極 4 a、4 b) はそれぞれ共通の交番電圧出力源 2 (図 8) に接続され、一方、電界検出用電極 11 a、11 b ($i \times k$ 個分の電極 11 a、11 b) はそれぞれ共通の対応するアンプ 12 a、12 b (図 8) に接続される。

【0079】

これによりこの測定装置 1 においては、人体の内方における断層ごとの異なる生体反応をより広範囲にかつリアルタイムに測定することができるため、例えば血流と同時に神経流を追うようにして動的に測定することができるようになされている。

【0080】

(5) 測定処理手順

ここで、上述した出力制御部 5 及び測定部 20 からなる制御部 40 における測定処理は、図 11 に示す測定処理手順 RT1 に従って実行される。

【0081】

すなわち、制御部 40 は、例えば測定装置 1 の主電源が投入されると、この測定処理手順 RT1 を開始し、準静電界スケールの発生対象の電極として、ステップ SP1 において面測定用電極 FME 1 (図 10) を選択し、ステップ SP2 において単位測定用電極 ME 1 (図 9) を選択した後、当該単位測定用電極 ME 1 (図 9) の電界発生用電極 4 a 及び 4 b に対する出力対象の周波数として、ステップ SP3 において最小の周波数 f_1 (図 6) でなる正弦波電圧を選択し、ステップ SP4 において当該選択した正弦波電圧を電界発生用電極 4 a 及び 4 b に出力する。

【0082】

この場合、各電界発生用電極 4 a 及び 4 b から 0.001 [m] までの生体反応検出エリアの準静電界 (図 6) が発生し、当該電界発生用電極 4 a 及び 4 b 下に有する人体内方の各断層に血管等がある場合にはその生体反応による電位変化に応じた電界と相互作用することとなる。

【0083】

そして制御部 40 は、ステップ SP5 において、生体反応検出エリアの準静電界における強度変化の検出結果として、対応する電界検出用電極 11 a 及び 11 b を介して供給される検出データ D1 (図 8) を内部メモリに一時的に保存し、ステップ SP6 において、ステップ SP4 で出力開始してから所定の時間が経過したか否かを判定し、ここで肯定結果が得られた場合には、ステップ SP7 において、正弦波電圧の出力を停止する。

【0084】

続いて制御部 40 は、ステップ SP8 において、ステップ SP5 で一時的に保存された検出データ D1 に対して周波数分析処理を施すことにより、0.001 [m] までの生体反応検出エリア内における設定レベル以上の生体反応の電位変化を抽出するようにして測定し、これを内部メモリに一時的に保存した後、ステップ SP9 において、全ての周波数 f_n の正弦波電圧を電界発生用電極 4 a 及び 4 b に出力したか否かを判定する。

【0085】

ここで否定結果が得られると、このことは未だ単位測定用電極 ME 1 (図 9) 下の全ての生体反応検出エリアにおける生体反応の電位変化を抽出し終わっていないことを意味し、このとき制御部 40 は、ステップ SP3 に戻って出力対象の周波数の選択を周波数 f_1 から次の周波数 f_2 に切り替え、上述の処理を繰り返す。

【0086】

このようにして制御部 40 は、単位測定用電極 ME 1 (図 9) の電界発生用電極 4 a 及び

4 b に全ての周波数 $f_1 \sim f_n$ の正弦波電圧について上述の処理を順次繰り返した結果、ステップ SP 9 で肯定結果が得られると、ステップ SP 10 において、全ての単位測定用電極 ME 1 ~ ME k での生体反応の電位変化の抽出結果を得たか否かを判定する。

【0087】

ここで否定結果が得られると、このことは未だ面測定用電極 FME 1 (図 10) 下の全ての生体反応検出エリアにおける生体反応の電位変化を抽出し終わっていないことを意味し、このとき制御部 40 は、ステップ SP 2 に戻って、発生対象の電極の選択を単位測定用電極 ME 1 から次の単位測定用電極 ME 2 に切り替え、上述の処理を繰り返す。

【0088】

このようにして制御部 40 は、面測定用電極 FME 1 (図 10) の単位測定用電極 ME 1 ~ ME k 全てについて上述の処理を順次繰り返した結果、ステップ SP 10 で肯定結果が得られると、ステップ SP 11 において、全ての面測定用電極 FME 1 ~ FME i での生体反応の電位変化の抽出結果を得たか否かを判定する。

【0089】

ここで否定結果が得られると、このことは未だ面測定用電極 FME 1 ~ FME i (図 10) 下の全ての生体反応検出エリアにおける生体反応の電位変化を抽出し終わっていないことを意味し、このとき制御部 40 は、ステップ SP 1 に戻って、発生対象の電極の選択を面測定用電極 FME 1 から次の面測定用電極 FME 2 に切り替えた後、ステップ SP 1 に戻って上述の処理を繰り返す。

【0090】

このようにして制御部 40 は、面測定用電極 FME 1 ~ FME i (図 10) 全てについて上述の処理を順次繰り返した結果、ステップ SP 11 で肯定結果が得られると、ステップ SP 12 において、ステップ SP 8 で一時的に保存された、当該面測定用電極 FME 1 ~ FME i 下の全ての生体反応検出エリアにおける生体反応の電位変化に基づいて、断層生体反応データ D 2 を生成し、これを生体断層像作成部 30 に送出した後、ステップ SP 13 に移ってこの測定処理手順 RT 1 を終了する。

【0091】

このようにして制御部 40 は、測定処理を実行することができるようになされている。

【0092】

(6) 本実施の形態による動作及び効果

以上の構成において、測定装置 1 は、交番電圧出力源 2 から所定の周波数でなる複数の正弦波電圧を周波数の小さい正弦波電圧から順次単位時間ごとに電界発生用電極 4 a 及び 4 b に出力することにより、当該周波数に応じて振動する準静電界を誘導電磁界よりも強度が優位な状態として時分割で発生する。

【0093】

そして測定装置 1 は、この電界発生用電極 4 a 及び 4 b から発生され、人体に印加される準静電界と、当該人体の内方における生体反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出し、この相互作用結果から電位変化を抽出するようにして測定する。

【0094】

従ってこの測定装置 1 では、かかる生体反応による電位変化として例えば血管の電気二重層界面電位及び神経活動電位等の異なる生体反応を同時に得ることができるため、人体の内方における多くの情報を同時に得ることができる。

【0095】

この場合、測定装置 1 は、各周波数にそれぞれ対応する各距離において発生される各準静電界の強度が所定の基準強度となるように、当該各周波数にそれぞれ対応する正弦波電圧の電界発生用電極 4 a 及び 4 b への出力を調整するようにした。

【0096】

従ってこの測定装置 1 では、生体反応による作用を測定するための指標となる準静電界の強度を、誘導電磁界よりも大きい状態にある強度で一律に発生することができるため、測定精度の信頼性を有する安定した準静電界を発生することができる。

【0097】

さらにこの場合、測定装置1は、1対の発生用電極と1対の検出用電極とを単位電極として形成し、複数の単位電極を面上に形成するようにした。従ってこの測定装置1では、人体の内方における断層ごとの異なる生体反応をより広範囲にかつリアルタイムに測定することができるため、例えば血流又は神経流等を追うようにして動的に測定することができる。

【0098】

以上の構成によれば、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生し、当該発生により人体に印加される準静電界と、当該人体の内方における生体反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出し、この相互作用結果から電位変化を抽出するようにして測定することにより、異なる生体反応を同時に得ることができるため、人体の内方における多くの情報を同時に得ることができ、かくして測定対象の内方における状況をより正確に把握させることができる。

【0099】

(7) 他の実施の形態

【0100】

なお上述の実施の形態においては、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段を、図8に示した交番電圧出力源2、電界発生電極4a、4b及び出力調整部5によって構成するようにした場合について述べたが、本発明これに限らず、この他種々の構成によって準静電界発生手段を実現するようにしても良い。

【0101】

また、かかる放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段の発生手法として、出力調整手段としての出力調整部5において交番電圧出力源2における各正弦波電圧を周波数の低い正弦波電圧から順次単位時間ごとに電界発生電極4a及び4bに出力することにより、複数の周波数にそれぞれ対応する各距離において誘導電磁界に比して大きい強度が得られる準静電界を当該距離ごとに時分割で発生するようにしたが、本発明はこれに限らず、当該出力調整部5において各正弦波電圧の合成結果を電界発生電極4a及び4bに出力することにより、複数の周波数にそれぞれ対応する各距離において誘導電磁界に比して大きい強度が得られる準静電界を時分割ではなく、同時に発生するようにしても良い。この場合、複数の周波数成分の合成結果である準静電界を同時に発生させることから検出結果も複数の周波数成分が混在しているため、FFT処理により周波数別に分解するようにすれば、上述の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0102】

さらにかかる放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段の発生手法として、交番電圧出力源2における所定の正弦波電圧だけを出力することにより人体内方における所定位置に選択的に準静電界を発生するようにしても良い。

【0103】

また上述の実施の形態においては、人体を測定対象としてその内方における生体反応を測定するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、例えば動物や植物等の生体を測定対象としてその内方における生体反応を測定すること、ある地点の大地を測定対象としてその内方における水流を測定すること、災害等により倒壊した倒壊物を測定対象としてその内方に存在する生存者の生体反応を測定すること、所定の微細電子機器を測定対象としてその内方における所定の動的反応を測定すること、又は、所定の搬送物を測定対象としてその内方に存在する所定の動的反応物を測定すること等、この他種々の測定対象の内方における種々の動的反応を測定するようにしても良い。

【0104】

さらに上述の実施の形態においては、測定対象に印加される準静電界と、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静

電界検出手段として、電界検出用電極 11a、11b 及びアンプ 12a、12b を介して検出するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、図 8 の対応する部分にそれぞれ同一符号を付した図 12 に示すように、一方の電界発生用電極 4b と交番電圧出力源 2 との間に接続された電流計 103 と、当該交番電圧出力源 2 の出力間に接続された電圧計 104 との計測値に基づくインピーダンスの変化を検出するインピーダンス変化検出部 105 から ADC 106 を介して相互作用結果を検出するようにしても良い。

【0105】

さらにこの場合、例えば誘導電圧に誘起された電圧を検出する誘導電極型電界強度計や、誘導電極から得られる直流信号をチョッパ回路や振動容量等を用いて交流変換する誘導電極型変調増幅方式電界強度計や、電気光学効果を有する物質に電界を加えることにより当該物質内に生じる光伝播特性の変化を検出する電気光学効果型電界強度計、エレクトロメータ、シャント抵抗型電界強度計又は集電型電界強度計等、この他種々の準静電界検出手段によって相互作用結果を検出するようにしても良い。

【0106】

さらに上述の実施の形態においては、相互作用結果から、測定対象の内方における動的反応により生じる電位変化を抽出する抽出手段として、FFT 処理を行う測定部 20 を適用するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、FFT 以外の周波数分析処理を行う測定部を適用するようにしても良い。

【0107】

さらに上述の実施の形態においては、隣接する電界発生用電極 4a、4b に対応する電界検出用電極 11a、11b を線状に配置することにより単位測定用電極 ME として形成し(図 9)、これを同一平面上に k 列配列することにより 1 セットの面測定用電極 FME として形成するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、図 9 や図 10 に示した形状及び配列状態とは異なるこの他種々の単位測定用電極 ME、面測定用電極 FME を形成するようにしても良く、要は、隣接する 1 対の (2 つの) 電界発生用電極 4a、4b と、これら電界発生用電極 4a、4b に対応して隣接する 1 対のする電界検出用電極 11a、11b とを 1 単位 (単位測定用電極 ME) とし、これを同一平面上に複数形成されていれば良い。

【0108】

さらに上述の実施の形態においては、人体における生体反応の電位変化として、血管又は神経の電位変化を測定するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、ある細胞自体の電位変化を測定するようにしても良い。

【0109】

具体的には、例えば図 13 に示すように、細胞レベル程度の大きさでなる電界発生電極 4a、4b と電界検出用電極 11a、11b とからなる 1 対の単位測定用電極 ME1、ME2 をそれぞれ異なる方向から内方に印加するように設け、双方の単位測定用電極 ME1、ME2 から印加される各準静電界の到達距離 (生体反応検出エリア) を出力調整部 5 によって順次大きく変更していく。このとき上述したように電界検出用電極 11a、11b から電流計 103 及び電圧計 104 を介して計測されるインピーダンスの変化に基づいて、かかる準静電界の到達距離 r_1 、 r_2 の交点 P をインピーダンス変化検出部 115 によって検出する。この時点で双方の単位測定用電極 ME1、ME2 から印加される各準静電界の到達距離 (生体反応検出エリア) を固定し、このときのインピーダンス変化から、交点が検出される前のインピーダンス変化を逆算することによって当該交点の細胞における生体反応の電位変化を測定する。このようにすれば、ある特定の細胞にレベルの生体反応の電位変化を測定することができるため、従来のパッチクランプ法のように、細胞膜までマイクロピペットを接触させといったことや、その制御を光学顕微鏡下において行うといったことを回避できるのみならず、非侵襲及び非接触で測定することができる。

【0110】

さらに上述の実施の形態においては、電界発生用電極 4a 及び 4b から準静電界を発生するようにした場合について述べたが、本発明はこれに加えて、当該準静電界の指向性を

例えば線状に制限する指向性制限手段を当該電界発生用電極 4 a 及び 4 b に設けるようにしても良い。このようにすれば、外界ノイズとの相互作用結果を検出することなく、測定対象の内方における動的反応との相互作用結果に特化して検出することができるため、より測定精度を高めることができる。

【0111】

さらに上述の実施の形態においては、人体の内方における生体反応による電位変化を測定するために準静電界を測定対象に発生するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、当該測定と同時に治療するために準静電界を測定対象に発生するようにしても良い。この場合、非接触で治療できるのみならずその治療効果をリアルタイムに測定することができるため、手術や研究での簡易化を図ることができる。

【0112】

さらに上述の実施の形態においては、血管の拍動による電気二重層界面電位の変化を測定するようにした場合について述べたが、本発明はこれに加えて、時間軸領域を加味するようにすれば、当該拍動自体をも測定することができる。

【0113】

さらに上述の実施の形態においては、測定結果（断層生体反応データ D 2）に基づいて生体断層像データ D 3 を生成して表示部（図示せず）に出力する生体断層像作成部 30 を設けるようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、測定結果に基づいて急性意病巣やその他の疾患を鑑別する鑑別部を設けるようにしても良い。このようにすれば、測定と同時に簡易診断を行うことができる。

【0114】

さらに上述の実施の形態においては、測定結果（断層生体反応データ D 2）に基づいて生体断層像データ D 3 を生成して表示部（図示せず）に出力する生体断層像作成部 30 を設けるようにした場合について述べたが、本発明はこれに代えて、所定の認証処理の実行時に用いられる認証情報を生成して外部装置に出力する認証情報生成部を設けるようにしても良い。このようにすれば、人体固有のパターンでなる生体反応を認証情報として用いることができるため、外部装置における情報の秘匿性を一段と確保することができる。

【0115】

さらに上述の実施の形態においては、準静電界発生手段により発生され、人体に印加される準静電界と、当該人体の内方における生体反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出し、この検出結果に基づいて当該電位変化を抽出するようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、例えばサメやエイ等が頭部に存在するロレンツニ瓶(ampulla of Lorenzini)と呼ばれる器官によって生体に発生される電界(準静電界)を検出することで当該生体のうち自身の餌としての生体を識別することができるといった例にもあるように、生体の内方における生体反応により生じる電位変化を上述の準静電界検出手段により直接検出し、当該検出された電位変化のレベルから、例えば予め電位変化のレベルと生体反応の種類との関係に対応付けたテーブルを参照して、所定の生体反応により生じる電位変化を抽出するようにしても良い。

【産業上の利用可能性】

【0116】

本発明は、生体、所定の電子機器あるいは大地等の測定対象の内方を非侵襲的に測定する場合に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0117】

【図1】シミュレーション結果（1）を示す略線図である。

【図2】シミュレーション結果（2）を示す略線図である。

【図3】シミュレーション結果（3）を示す略線図である。

【図4】距離に応じた各電界の相対的な強度変化（1 [MHz]）を示す略線図である。

【図5】距離に応じた各電界の相対的な強度変化（10 [MHz]）を示す略線図である。

【図6】準静電界スケール（1）を示す略線図である。

【図 7】 準静電界スケール (2) を示す略線図である。

【図 8】 本実施の形態による測定装置の構成を示す略線的ブロック図である。

【図 9】 面測定用電極の構成を示す略線図である。

【図 10】 面測定用電極の配置状態を示す略線図である。

【図 11】 測定処理手順を示すフローチャートである。

【図 12】 他の実施の形態による測定装置の構成を示す略線的ブロック図である。

【図 13】 他の実施の形態による測定の様子を示す略線図である。

【符号の説明】

【0118】

1、100……測定装置、2……交番電圧出力源、3……絶縁シート、4a、4b……電界発生用電極、5……出力制御部、11a、11b……電界検出用電極、15、115……準静電界検出部、20……測定部、30……生体断層像作成部、40……制御部、103……電流計、104……電圧計、ME1～MEk……単位測定用電極、FME～FMEi……面測定用電極、VE……血管、RT1……測定処理手順。

【書類名】図面
【図1】

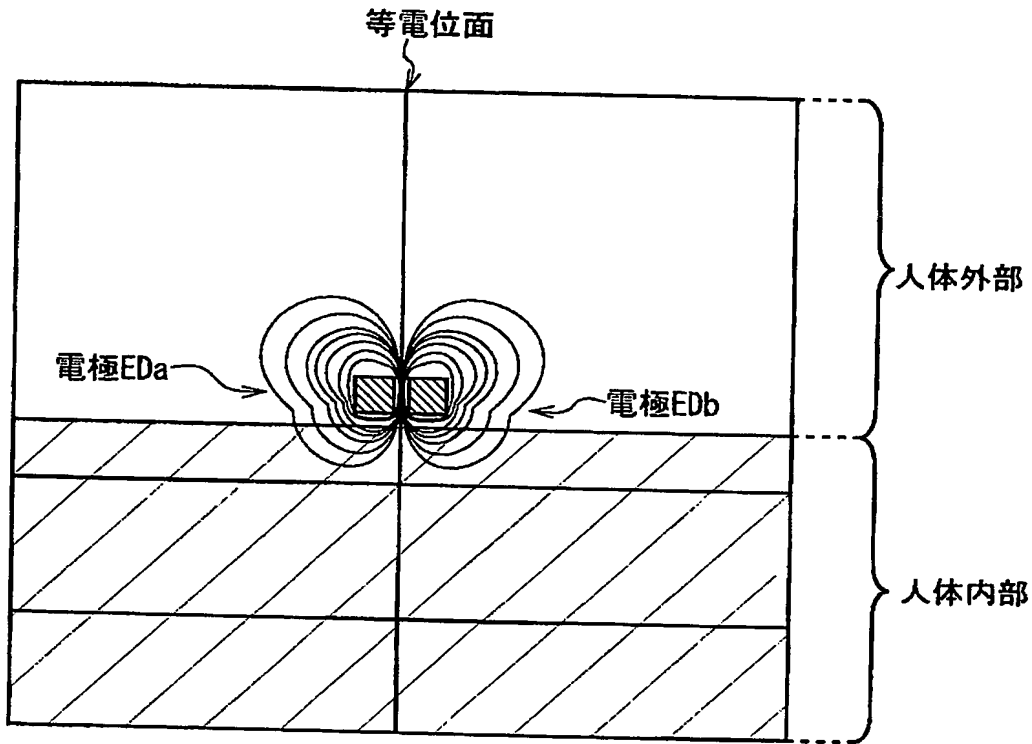


図1 シミュレーション結果(1)

【図2】

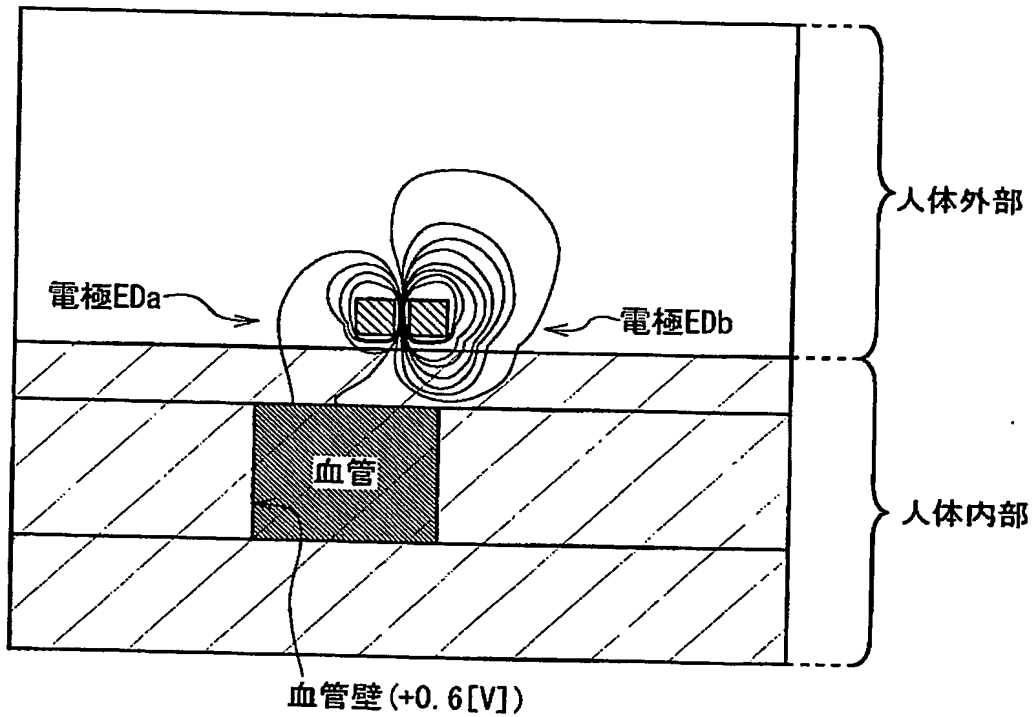


図2 シミュレーション結果(2)

【図3】

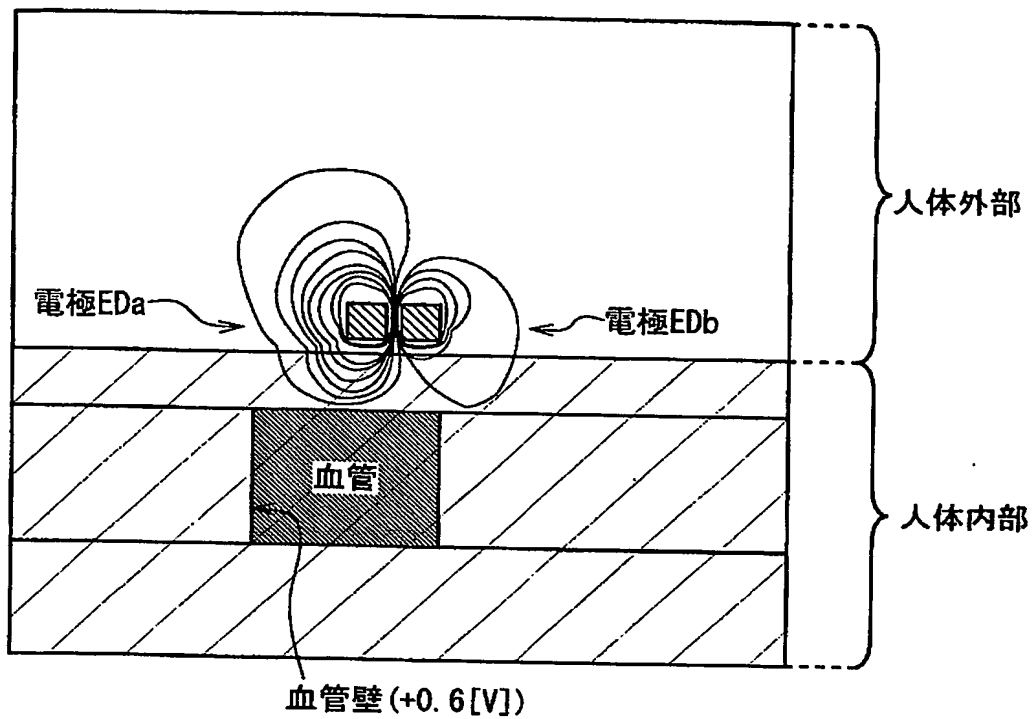


図3 シミュレーション結果(3)

【図4】

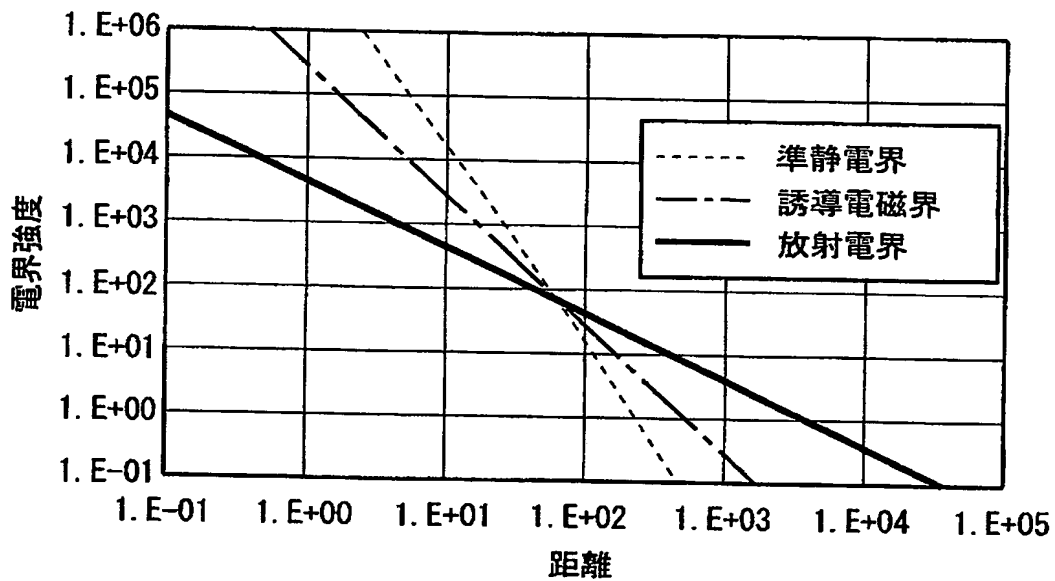


図4 距離に応じた各電界の相対的な強度変化(1[MHz])

【図 5】

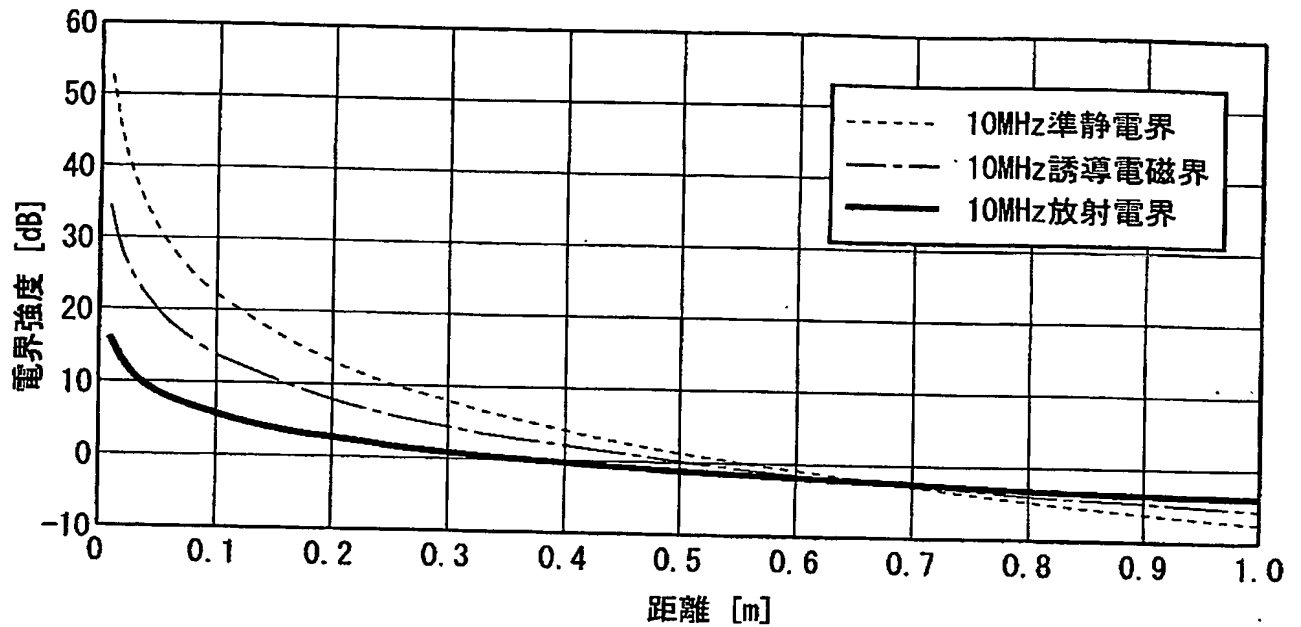


図 5 距離に応じた各電界の相対的な強度変化 (10[MHz])

【図6】

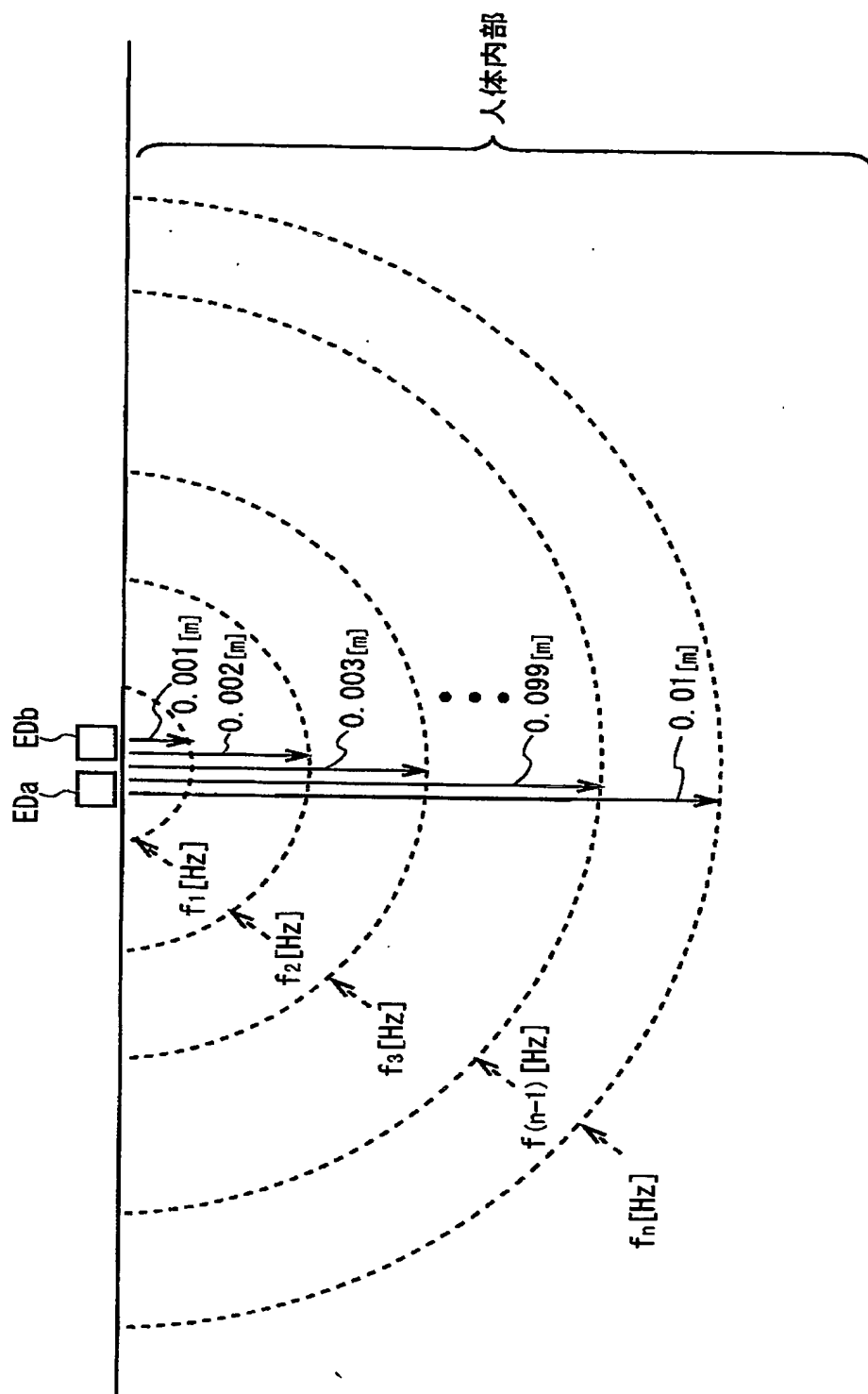


図6 準静電界スケール (1)

【図 7】

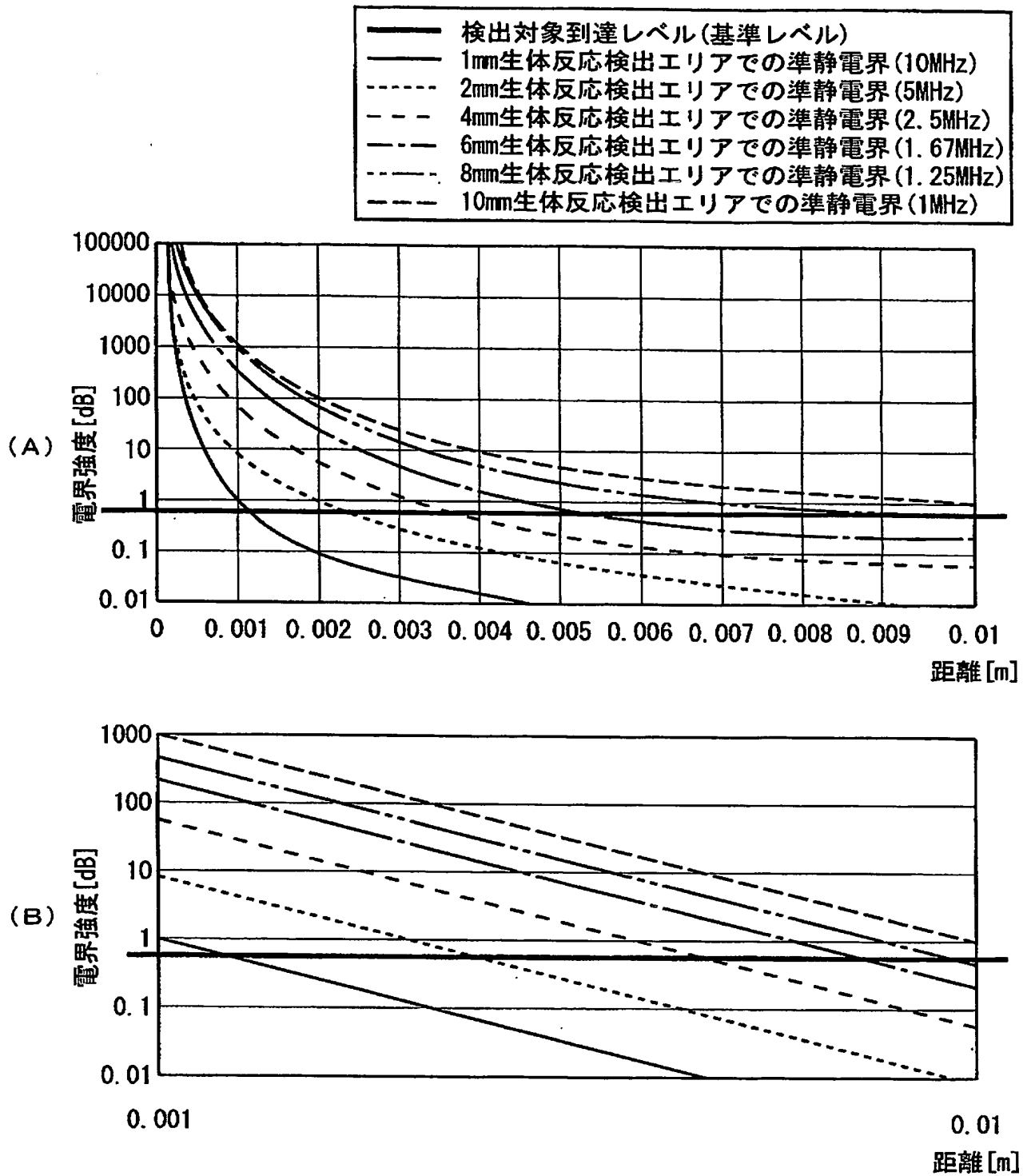


図 7 準静電界生体反応検出スケール (2)

【図8】

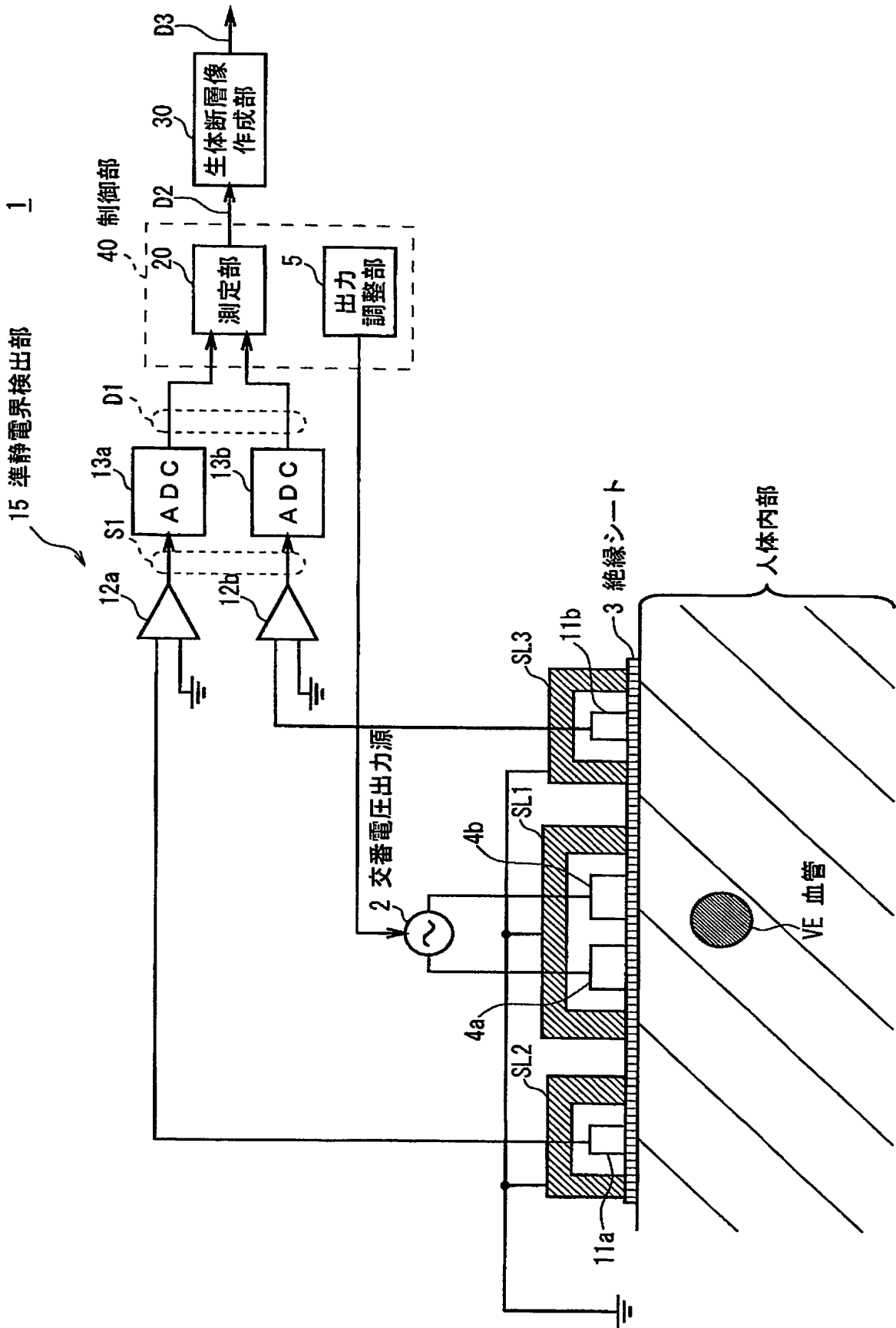


図8 本実施の形態による測定装置の構成

【図 9】

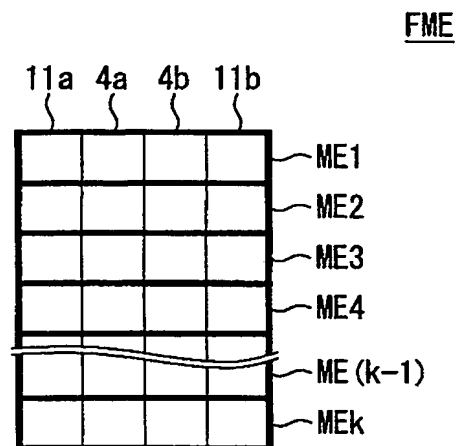


図 9 面測定用電極の構成

【図10】

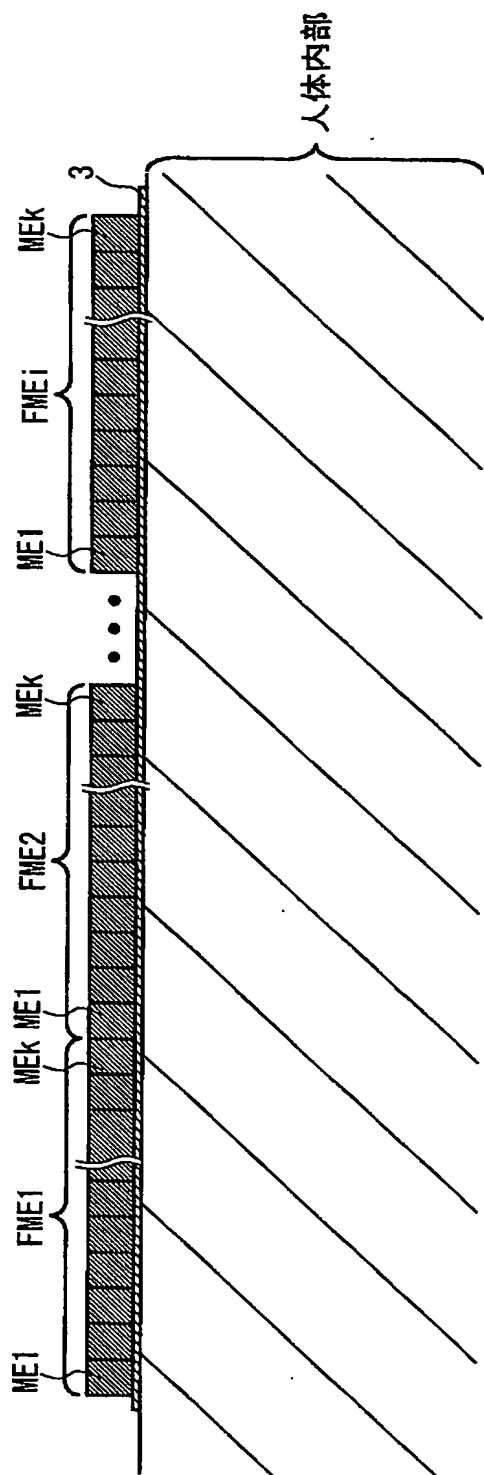


図10 面測定用電極の配置状態 (断面状態)

【図 11】

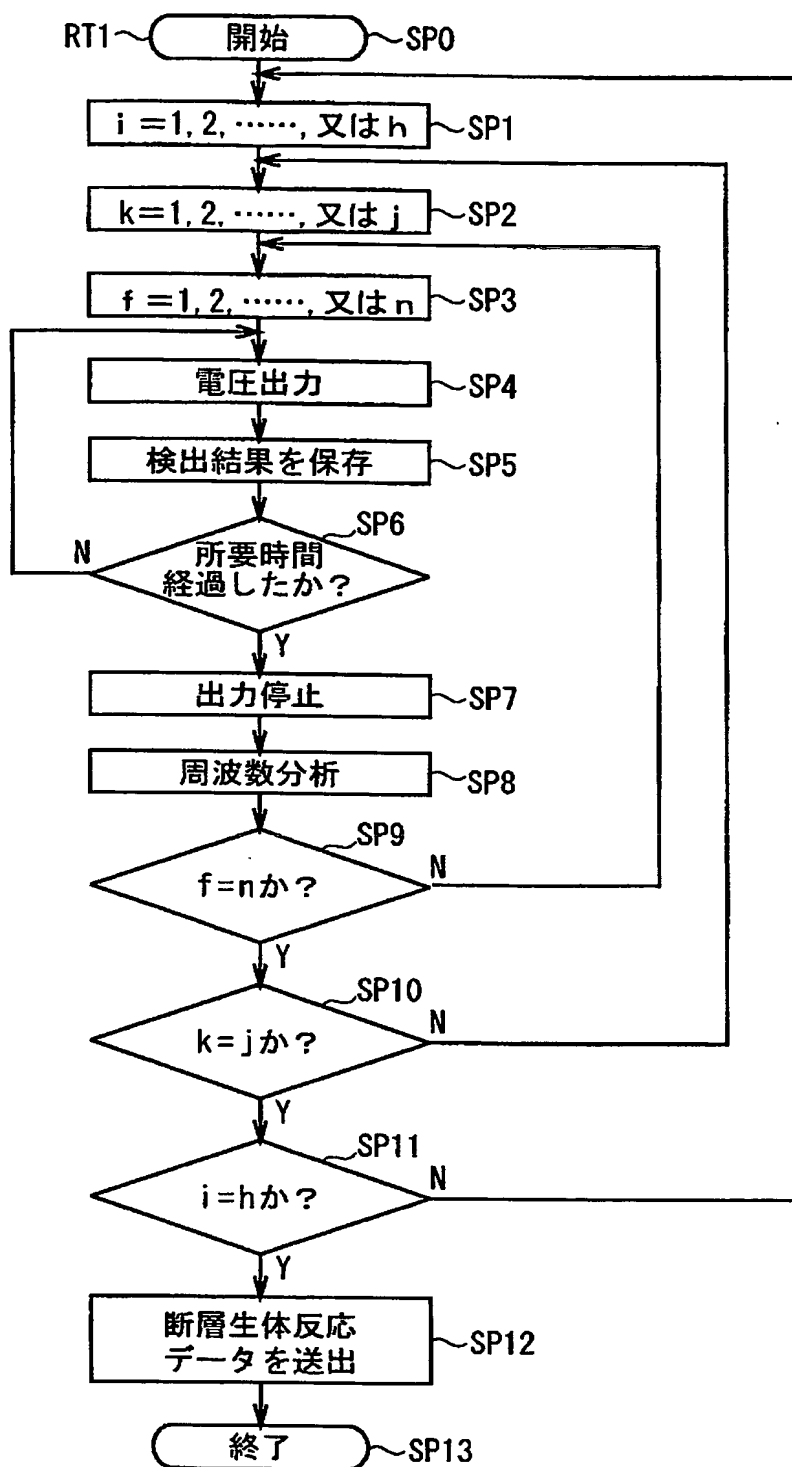


図 11 測定処理手順

【図 13】

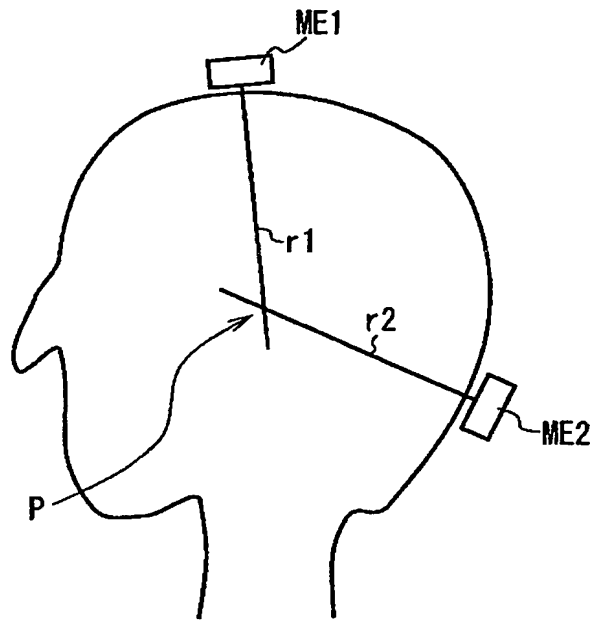


図 13 他の実施の形態による測定の様子

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

測定対象の内方における状況をより正確に把握させ得るようにする。

【解決手段】

本発明は、放射電界及び誘導電磁界に比して大きい強度の準静電界を発生する準静電界発生手段と、当該発生により人体に印加される準静電界と、当該人体の内方における生体反応により生じる電位変化に応じた電界との相互作用結果を検出する準静電界検出手段と、この相互作用結果から電位変化を抽出する抽出手段とを設けるようにした。

【選択図】

図 1 1

特願 2 0 0 3 - 3 0 8 1 5 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 2 1 8 5]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都品川区北品川 6 丁目 7 番 3 5 号

氏 名

ソニー株式会社